

Kandó Kálmán Villamosipari Műszaki Főiskola  
Bárczy Gusztáv Gyógypedagógiai Tanárképző Főiskola

A motoros egység potenciál jelalakjának változásai az  
elvezetési mód és az elektróda paramétereinek  
függvényében

Tóth János,      Illyés Sándor

Az elektromyogram hagyományos értékelésekor a vizsgáló a folyamatos jelgörbét rátekintéssel elemzi és bontja fel önálló, jelentéssel bíró vizuális részegységekre, jelekre. Ez az eljárás - bár hatékonyságát a klinikai elektromyográfia eddigi fejlődése igazolja - a vizsgálótól nagy személyi tapasztalatot igényel, megnehezíti az objektív kritériumok alkalmazását, a jelgörbék általánosabb mutatókkal való jellemzését és nem biztosítja a módszer fejlődési lehetőségét.

A vizuális elektromyogram elemzés megbízhatóbbá tételére az elektromyográfiában régi törekvés a kvantifikálás, a jelgörbe mérése.

A leginkább elterjedt kvantifikálási eljárásban a hagyományos vizuális elemzést manuális méréssel kötik össze. Rátekintéssel kiválasztják például a motoros egység

potenciálokat, majd manuálisan lemérik annak időtartam- és nagyságadatait. Ez a manuális eljárás és ennek továbbfejlesztett változatai igen időigényesek, valamint nem alkalmasak a jelre szuperponálódott zaj leválasztására.

Ezért az utóbbi 20 évben igen széleskörű kutatás indult meg az elektromyogram gépesített feldolgozási módszereinek kidolgozására.

A "kvantitatív elektromyográfiának" nevezett új eljárások kiiktatják a hagyományos feldolgozás első lépését, a jelgörbe vizuális elemzését. Ezen eljárások elkülönítését a hagyományos eljárásoktól azért tartjuk fontosnak, mert itt az értelmezés empirikus anyagát nem a jelgörbe, hanem a jelgörbe feldolgozásával nyert mérési eredmények adják.

A kvantitatív elektromyográfiai eljárások közül a legkidolgozottabb a jelgörbe integrálása, amelynél különböző módszerekkel, időegységenként, a jelgörbe alatti területtel arányos mérőszámokat képeznek; valamint a jelgörbe frekvencia elemzése, amelynél megállapítják a jelgörbe frekvencia komponenseit. Ezek a módszerek elsősorban az összetett interferencia görbék elemzésére terjedtek el.

Az integrálás és a frekvencia elemzés kétségtelen előnye az, hogy az elektromyogramot objektív, kvantifikált mutatókkal jellemzik, azonban e módszerek korlátai

is ezekhez a mutatókhoz kapcsolódnak.

A fő nehézség abból adódik, hogy a klinikai elektromyográfia hagyományos ismeretanyaga a normális és a kóros jelalakot írja le és jellemzi. A kvantitativ elektromyográfia viszont nem a jelalakot vizsgálja, hanem a görbe más sajátosságait. Mivel az így nyert mutatók nem a hagyományos módszerekkel vizsgált jelenségegységeket, a jelalakot kvantifikálják, nem ezek objektív leírását segítik elő, ezért e mutatók fiziológiai és pathofiziológiai jelentése is eltér a jelalakok fiziológiai jelentésétől. Széleskörű elterjedésüknek is ez a legfőbb akadálya, mivel ezeknek az új mutatóknak sem a klinikai, sem az általános fiziológiai jelentése kellően nem tisztázott és nem egyértelműek a kapcsolódási pontok, a jelgörbe hagyományos elemzésével kapott ismeretanyag és az ujszemponthu feldolgozással nyert mutatók között.

Megítélésünk szerint a hiányzó szintézis az elektromyogram számítógépes értékelési eljárásainak kialakításától várható.

Az integrálás és frekvencia elemzés a klinikai elektromyográfiában kevésbé jelentős interferencia görbe értékelésére irányul. A számítógépes eljárások viszont az elkülönített motoros egység jelalak elemzését is lehetővé teszi és ezáltal a gépi elemzés hatáskörébe vonhatja és eg-

zaktabb szintre emelheti a hagyományos elektromyogram értékelő eljárásokat is.

Korábban már foglalkoztunk az ezirányu törekvésekkel [1]. A jelenlegi számítógépes eljárások fő problémája a jelalak felismerése. Az ismétlődő jelalakok ugyanis csak kisebb-nagyobb mértékben hasonlóak, de nem azonosak és csak bonyolult matematikai eljárásokkal konstruálható olyan feldolgozási modell, amely az állandóan változó jelalakban indentifikálni tudná a jelalak invariáns mozzanatait. A probléma valójában éppen az, hogy a számítógépes feldolgozás célja - az invariáns mozzanatok megállapítása - egyben az eljárás megbízható működésének előfeltétele is.

Feldolgozásainkban ezt a problémát úgy hidaltuk át, hogy a myofeedback segítségével akaratlagosan kiváltott motoros egység potenciáloknál biztosított, hogy valóban egy azonos motoros egység jelét dolgozzuk fel. A jelsorozatban az egyes jelalakok a fiziológiai folyamatok természetes ingadozása és a mérés technikai zavaró hatások miatt tranziens torzulásokkal jelennek meg. Ezért a számítógépes jelalak elemzés célja elsősorban az, hogy nagyszámú jelalak feldolgozásával kiszűrje a tranziens, zavaró jelenségeket és megállapítsa a fiziológiai folyamatokra jellemző invariáns jelalakot. E feladat megoldására az átlá-

golási technika a legmegfelelőbb módszer.

Átlagoló eljárásunkat e fórumon már ismertettük [2]. A kritikus pontokban mélyreható elemzést végeztünk és a kapott eredmények alapján továbbfejlesztettük programrendszerünket.

Megszüntettük a jeltároló magnetofonon az előmarke-  
rezést. Ezzel megszűnt az egyik legjelentősebb hibaforrásunk, amely a kétszeres komparálásból adódott, valamint felszabadult egy regisztrálásra alkalmas csatorna.

A mintavétel alsó határát a kétszeresére növeltük, tehát 2000 minta/sec-ban állapítottuk meg.

Áttértünk a gépi komparálásra, ahol a négy csatornából tetszés szerint megválasztható a komparálásra alkalmas csatorna. A helyes komparálási szint megadásához előbb visszarájzoltatjuk a jelsorozat első jeleit és a megfelelőnek ítélt mintaponthoz tartozó kvantálási számmal adjuk meg a komparálási szintet. A feldolgozásnál a komparálási szint elérése után a program megkeresi az első inflexiós pontot /a jel első csucsát/ és ettől visszafelé 18, majd a csucst követő 41 pont adatait tároljuk. E 60 mintapontot és 30 msec-os jelszakaszt jelent minden egyes jelnél.

Az eredmények kijelzésére kétfajta rajzoló rutint alkalmazunk. Az egyik az optimális térkihasználás érdekében

maximálisan széthuzott ábrát ad, míg a másik normalizált léptékkal, a teljes digitalizálási tartományban ábrázol és lehetővé teszi a jelek összehasonlítását. E kétfajta ábrázolást mind az átlagok, mind a szórások ábrázolásánál alkalmazzuk.

A komparáló és rajzoló rutinból létrehoztunk egy segédprogramot, amely a komparálási ponttól követően 20 mintát rajzol ki szorosan egymás után és mindegyiket sorszámmal látja el. Kritikus esetekben így mód van arra, hogy egyenként ellenőrizhetjük, hogy valóban értékelendő jelekből áll-e a sorozat. Amennyiben hibás jel /pl. hálózati tranziens/ került a sorozatba, a hibás jel sorszámaival az értékelő programnál letilthatjuk azok feldolgozását.

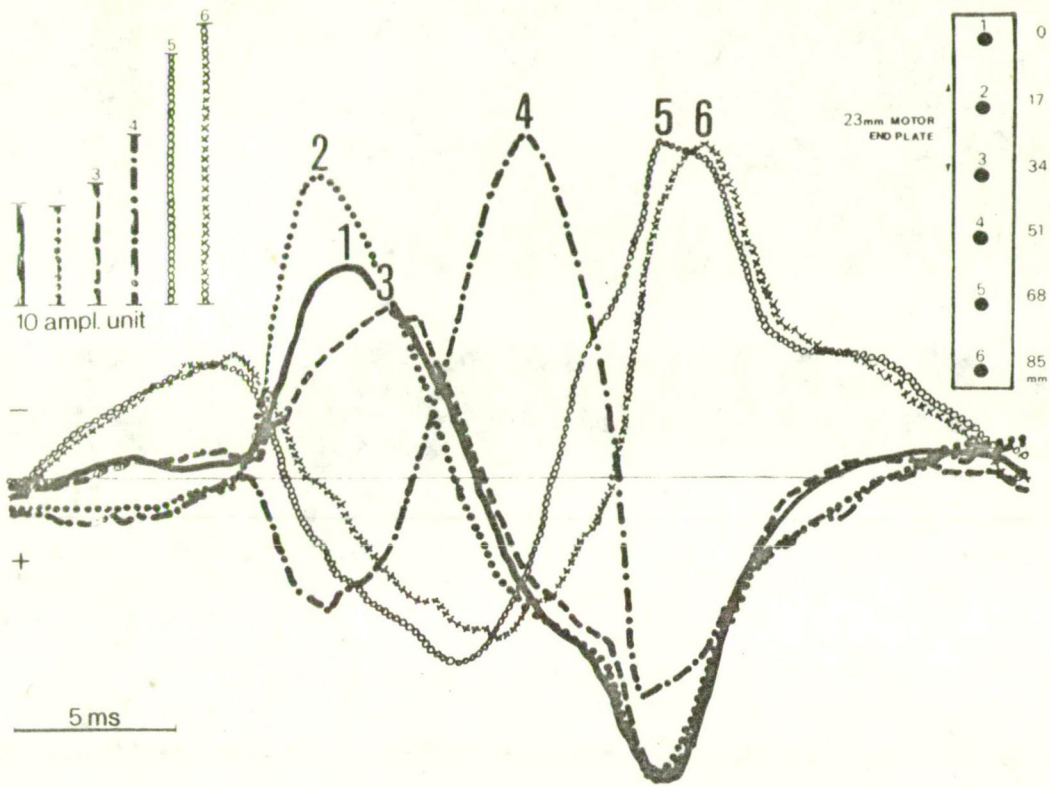
Az A/D konverter tulvezérlésének megszüntetésére, illetve a túl kis jelek illesztésére kifejlesztettünk egy négycsatornás illesztő előerősítőt, amely dekadikus kapcsolással  $\times 0,6$ -tól  $\times 5$ -ig erősít. Így mód van a tulvezérelt jelek fázishű osztására, illetve a kis jelek felerősítésére a kvantálási tartomány jobb kihasználása érdekében. Az erősítési tényező pontos ismeretében a kapott eredményt a kirajzolás előtt csak osztani kell a beállított erősítési értékkel és visszaáll az eredeti jel nagyság. E modulnál mód van arra is, hogy a hibás alapvonalat korrigáljuk /elsősorban archiv felvételeknél fordul elő/.

E feladatok megoldása után vált alkalmassá az átlagolási eljárásunk arra, hogy a jelgenézisre vonatkozó korábbi megállapításainkat ellenőrizhetjük, illetve az eredeti regisztrátumokon csak irányában és tendenciájában elemezhető amplitudó és időtartam változásokat számszerűen is megismerjük.

Jelen közleményünk szűkös terjedelme nem teszi lehetővé, hogy a jelgenézissel mélyrehatóbban is foglalkozunk, ezért csak leszűkített formában vizsgáljuk a motoros egység potenciálok felszíni elvezetésből nyert jelalakváltozásait a monopoláris és bipoláris elvezetési mód, valamint az elektróda távolság és elektróda nagyság függvényében.

A motoros egység potenciálokat több kísérleti személynél, akaratlagos szabályzási helyzetben, a musculus biceps brahii felszínéről vezettük el, az izomrostokkal párhuzamosan felhelyezett elektródákkal. Az alkalmazott elektróda típusait és főbb paramétereit az átlagolt jelek mellett tüntetjük fel. A jeleket mágnesszalagon rögzítettük. A négycsatornás elektromyográfot a különféle kapcsolási variációk megvalósítása érdekében 26 bemene-tű négycsatornás szelektorról egészítettük ki.

Az 1. sz. ábrán hat elektródapontról monopolárisan, ugyanarról a motoros egységről, az izom felszínén kü-



1. sz. ábra

lönböző távolságra megjelenő jelei láthatók. A nagyfelületű semleges elektródát az alkaron helyeztük el. Az elektródák felhelyezésekor nem ismertük a beidegzés helyét. Az elvezetett monopoláris jelek negatív csúcsának időpontja alapján azonban megállapítható a jel terjedési iránya, valamint az, hogy a jel milyen sorrendben éri el az egyes elektródapontokat. Bizonytalanság csupán a motoros véglemez közvetlen közelében tapasztalható, de a távolabb elhelyezkedő pontoknál a jól mérhető terjedési sebesség alapján a végle-



mez helyzete is jól meghatározható.

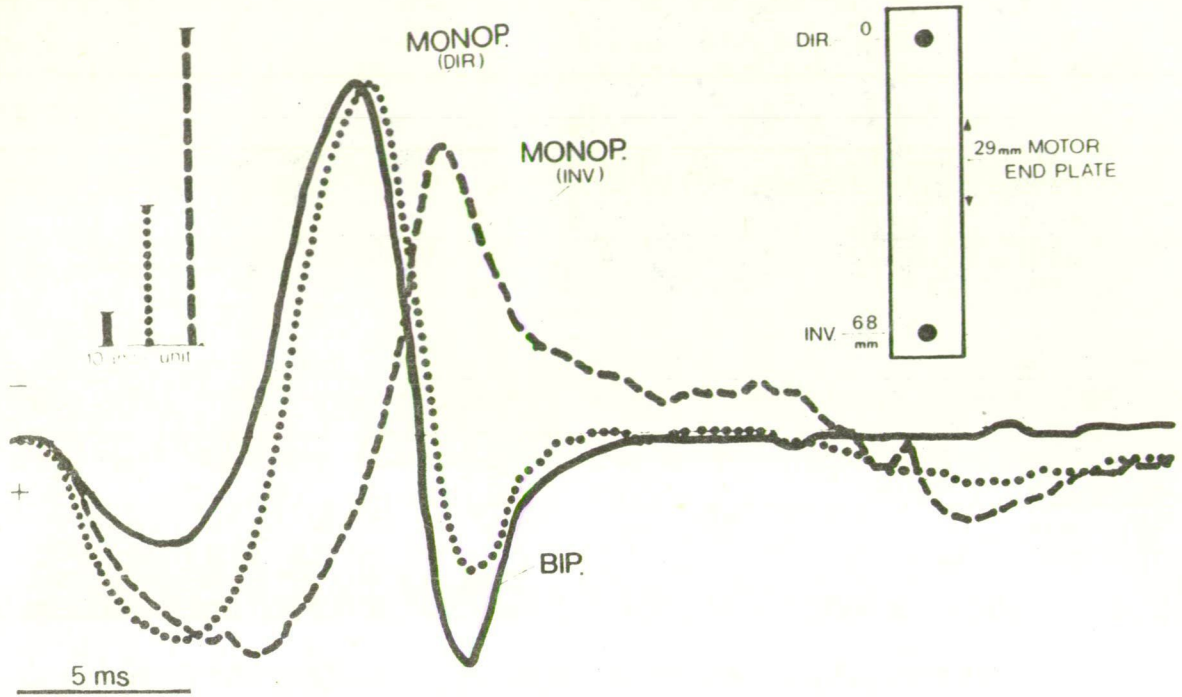
A motoros véglemez helyének megállapítása után kétféle elektróda távolságról beszélhetünk. Az egyik a technikai elektródatáv, a másik a fiziológiai elektródatáv. A technikai elektródatáv az egyes elektródák longitudinális irányu távolságát jelzi a 0 pontnak tekintett első elektródától. A fiziológiai elektródatáv a regisztrált motoros egység beidegzési pontjához viszonyítva állapítható meg a két terjedési iránynak megfelelően. A fiziológiai elektródatáv az egyes elektródák longitudinális irányu távolsága a motoros egység feltételezett beidegzési pontjától. A feltételezett beidegzési pont helyét mindig a kiinduló pontnak tekintett első elektróda téri helyéhez viszonyítva adjuk meg.

Az átlagolt monopoláris jelek alapján általánosságban elmondhatjuk, hogy a motoros véglemeztől 7-8 cm távolságon belül az izom felszínén is regisztrálhatók a motoros egység potenciálok. A monopoláris jelek jellegzetes jelalakja az izom felszínéről történt elvezetés esetében is megegyezik az ideg- és izompotenciálok testvezetőből elvezetett ismert, jellegzetes jelalakjaival. Ugyanannak a motoros egységnek egymástól 17 mm távolságra elhelyezett elektródasorral mért jele a beidegzési ponttól legtávolabb lévő elektródaponton is ugyanabban a pillanatban kezdődik, mint a beidegzési ponthoz legközelebb eső elekt-

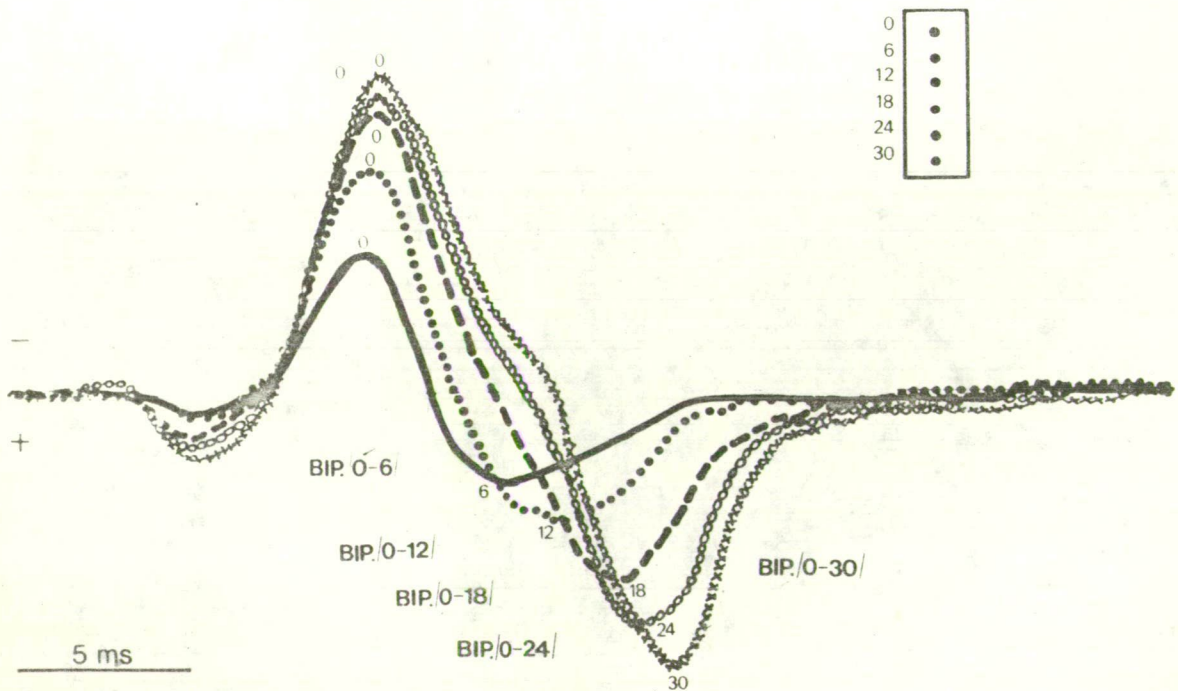
ródaponton. Nagyjából ugyanez érvényes a jel megszűnésére is. Az izomrostok ingerületbe kerülésekor tehát az izomrostok teljes hosszára kiterjedő potenciálmező jön létre, amely mindaddig fennáll, amíg az ingerületi állapot el nem éri az izomrostok végét és meg nem szűnik. A fiziológiai elektróda távolság függvényében jól szemlélhető, hogy mikor alakul ki két- és háromfázisu jel, illetve mikor jelentkezik elő- és utópozitivitással.

A 2. sz. ábra a bipoláris jel kialakulását, míg a 3. sz. ábra az elektródatávolság függvényében ábrázolja az elektródákon kívül elhelyezkedő ingerületi pontból induló jelet, bipoláris elvezetésben. Az ábrázolás normalizált léptékben történt, ezért jól látható, hogy az elektróda távolságának növelésével növekszik a jel amplitudója, illetve a pozitív csucsek egyre jobban távolodnak, tehát megváltoznak a jel időtartam adatai is, bár a jelek kezdete és vége itt is egybeesik, ami arra enged következtetni, hogy a terjedő potenciálmező sokkal kiterjedtebb, mint amekkora az irodalmi adatok alapján feltételezhető volt. Ebben az esetben a terjedési sebességet úgy kapjuk meg, hogy az aktuális elektróda távolságot osztjuk a hozzá tartozó jel csucsai közti idővel.

Ha a motoros véglemez kívül esik a bipoláris elektródákon, akkor a csucsek közti idő a jel terjedési sebességének függvénye. Ezért statisztikus jelleggel normá-



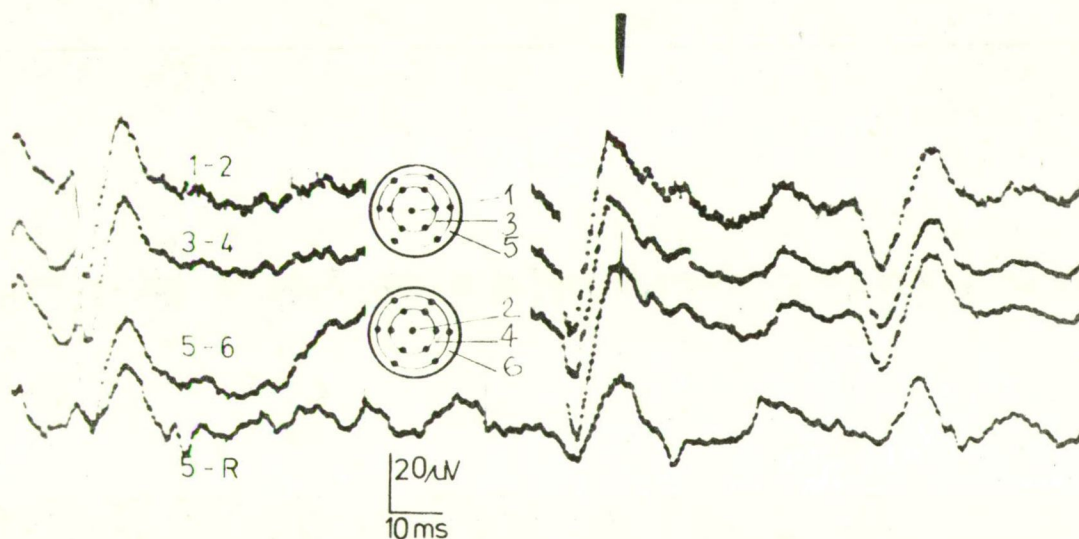
2. sz. ábra



3. sz. ábra

lis és kóros vezetési idők elkülönítésére alkalmas.

A 4. sz. ábra az elektróda felületének hatását szemlélteti. A regisztrálás szimultán történt két koncentrikus köpályán elhelyezett elektródával. A regisztrátumból jól leolvasható, hogy a felület növelése a jelalakban semilyen változást nem okozott, csupán a zaj csökkent.



4. sz. ábra

#### I r o d a l o m

- [1] Illyés S., Tóth J., Molnár E.: Az elektromyogram számítógépes értékelése, 7. Neumann Kollokvium, Szeged, 1976. /269-290/.
- [2] Tóth J., Molnár E., Illyés S.: A motoros egység potenciálok átlagértékei és szórásai, 7. Neumann Kollokvium, Szeged, 1976. /291-307/.